

# IPI의 확률밀도함수에 의한 근신호의 저주파특성 해석

## (Low Frequency Characteristics Analysis of EMG Signal on the Probability Density Function of the IPI)

柳 在 春,\* 趙 源 敬,\* 朴 鍾 國,\* 金 成 換\*\*

(Jae Chun Ryu, Won Kyung Cho, Chong Kug Park and Sung Hwan Kim)

### 要 約

본 연구에서는 근전도 저주파해석의 새로운 알고리즘을 제안하고 이 알고리즘에 근거한 Gaussian, Gamma, Erlang 분포함수의 주파수 스펙트럼을 구하여 근육의 발화상태를 나타내는 가장 적합한 IPI의 분포함수를 제시하였다. 이를 위하여 실제로 교근(masseter)과 이두박근(biceps)의 근신호를 표면전극으로 검출하고 스펙트럼분석을 수행하여 각 분포함수에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 비교 분석함으로써 제안한 이론의 타당성을 검증하였다.

실험결과 교근의 IPI의 분포는 Gamma 분포로써 10%의 MVC(maximum voluntary contraction)일때 10Hz의 기본주파수( $f_p$ )를 가지며  $n(1+\delta)f_p$ 의 고조파를 포함하며 이두박근은 Gaussian 분포를 따르고 10%의 MVC일때 14Hz의 기본주파수( $f_p$ )를 나타내었다.

### Abstract

In this paper, we proposed a new algorithm for EMG low frequency analysis. Through the power spectrum analysis of Gaussian's, Gamma's and Erlang's PDF(probability density function) based on the proposed algorithm, the proper PDF of IPI (inter pulse interval) representing the firing rate of muscle was suggested.

In order to verify the proposed algorithm EMG signals of masseter and biceps muscle were detected by surface electrode and its power spectrum analysis was performed. The experimental results are compared with the computer simulation.

As a result, the masseter muscle's IPI was fitted by Gamma PDF, having a 10 Hz fundamental frequency including  $n(1+\delta)f_p$  high harmonic frequency on 10% MVC (maximum voluntary contraction).

And the biceps muscle's IPI was fitted by Gaussian PDF, also it have a 14 Hz fundamental frequency.

\*正會員, 慶熙大學校 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., Kyunghee Univ.)

\*\*正會員, 서울市立大學校 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., Seoul City Univ.)

接受日字: 1987年 12月 23日

(※ 본 연구는 한국과학재단 목적기초 연구비지원의 일부로 수행된 것임.)

### I. 서 론

최근의 근전도(Electromyography: EMG) 신호처리 는 생리학, 의학 및 보철제어등의 공학적 응용에 많이 사용되고 있다.<sup>1,2,3,4</sup> 지금까지의 근신호 검출은 침전극을 사용하였으며, 침전극을 이용하여 SMUAP(single motor unit action potential)를 측정하고, 이것으로 근육병과 신경병의 구분 및 진단에 사용하여

왔다. 그러나 침전극은 환자에게 고통을 주며, 다루기가 무척 불편함으로 표면전극(surface electrode)을 사용하는 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>[3,4]</sup>

표면전극으로 얻은 근신호는 힘의크기, 근피로도 등의 외적환경과 근육내부의 SMUAP의 배열형태 등의 내적 환경조건등에 의하여 크게 달라진다. 표면전극을 사용하여 EMG 신호를 해석하는데는 표면전극과 피부자체가 필터효과와 선형합성 효과를 포함하므로 시평면에서 보다는 주파수평면 해석이 시도되고 있다.<sup>[5,6]</sup>

근신호의 주파수평면 해석은 근전도의 데이터(data) 압축과 진단용의 도구로 흔히 사용되어지고 있다.<sup>[5,7]</sup>

이제까지의 주파수 해석은 주로 고주파 영역 해석에 주안점을 두고 있다.<sup>[8]</sup> 그러나 임상진단을 위한 근신호의 해석은 운동단위(motor unit)의 IPI(inter pulse interval) 분포함수가 중요한 파라메타이며 이는 근신호의 저주파 해석을 필요로 한다.

한편 저주파 분석은 Clamann<sup>[9]</sup> 이후 발화패턴이 랜덤하다는 근거하에 확률변수(random variable)로 보고 수학적인 모델이 발표되고 있으나 분석이론의 복잡성과 힘의 크기에 따른 해석의 난이성이 있어 계속연구가 진행되어 오고 있다.<sup>[8,9,10]</sup> 또한 이두박근의 저주파해석의 연구로서 Brody 등<sup>[11]</sup>은 IPI의 확률밀도함수를 poisson 분포로써 제안하였으나 이는 참가 운동단위수 및 IPI의 평균값이 매우 커야 만족되는 문제점이 있으며 더우기 교근에 대한 확률밀도함수는 발표된 것이 없다.

본 논문에서는 근전도 저주파해석의 새로운 알고리즘을 제안하고 이 알고리즘에 근거한 Gaussian, Gamma, Erlang 분포함수의 주파수 스펙트럼을 구하여 근육의 발화상태를 나타내는 가장 적합한 IPI의 분포함수를 제시하였다.

이를 위하여 실제로 교근(masseter)과 이두박근(biceps brachii)의 근신호를 표면전극으로 검출하고 스펙트럼분석을 수행하여 각 분포함수에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 비교 분석함으로써 제안한 이론의 타당성을 입증하였다.

## II. 근신호의 새로운 저주파해석 알고리즘

### 1. 근신호의 발생모델의 설정

근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동피질에서 생성되는 신경 임펄스가 발생하여야 하며, 이 임펄스 열은 신경을 통하여 연속적으로 전달되어 수축의 정도에 따라 필요한 수의 운동단위(MU)를 자극한다.

이에 따라 운동단위는 운동단위활동전위(MUAP)를 각 근섬유의 표면에서 일어나는 탈분극과 재분극에 의하여 발생시키며, 이 전위들이 합쳐져 근전도 신호를 발생시킨다.

이러한 근육의 전기활동의 합을 계산하기 위하여 근신호를 발생하는데 관여하는 운동단위 수를 J라고 하고, j번째 운동단위의 시작 시간을  $t_{j0}$ 라 하며, 각각의 시간  $t_{j1}, t_{j2}, t_{j3}, \dots, t_{jn}$ 에서 활동전위가 존재한다고 하였다.

j번째 MU의  $t=0$ 에서의 활동전위 형태를  $y_j(t)$ 라 하면 j번째 운동단위의 n번째 활동전위는  $y_j(t-t_{jn})$ 이라 표시할 수 있다. 이제 임의의 시간T를 선택하고 이 시간동안의 활동전위 수가 N개라면 j번째 운동단위의 활동전위는

$$x_j(t, T) = \sum_{n=0}^N y_j(t-t_{jn}) \quad (1)$$

으로 표시할 수 있다.

여기서 j는 j번째 운동단위, N은 j번째 운동단위의 T동안의 활동전위수, n은 j번째 운동단위의 활동전위( $-T/2 < t < T/2$ ),  $t_{j0}$ 는 활동전위의 시작시간을 각각 의미하기로 한다.

그러면 전 운동단위의 활동전위는 아래식과 같이 쓸 수 있다.

$$x(t, T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N y_j(t-t_{jn}) \quad (2)$$

여기서 J는 전체 운동단위의 수이다.

위의 과정을 그림으로 표현하면 아래 그림과 같다.

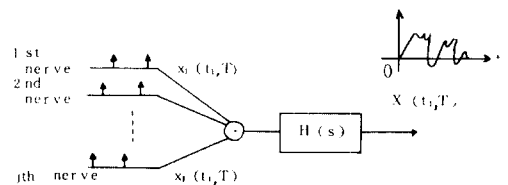


그림 1. 근신호의 발생모델  
Fig. 1. Generation model of EMG.

이제  $z_m$ 을 j번째 운동단위의 n번째와 n-1번째 활동전위 사이의 시간이라하면 즉

$$z_m = t_{jn} - t_{j(n-1)} \quad (3)$$

이라 하면  $z_m$ 은 확률밀도함수  $P_j(z)$ 에 의하여 확률변수로 표시된다. 따라서 j번째 운동단위의 평균시간(MIPI) 스는

$$\Delta = (1/N) \sum_{n=1}^N z_n \approx T/N \tag{4}$$

이고 여기서  $T \rightarrow \infty$  이라하면

$$\Delta = \int_0^{\infty} z^* P_j(z) dz \tag{5}$$

이 된다.

2. 근신호의 저주파 스펙트럼

근신호의 스펙트럼밀도 함수  $G(f)$ 는 다음 식으로 표현된다.

$$G(f) = \lim_{T \rightarrow 0} T \langle |x_k(T)|^2 \rangle \tag{6}$$

여기서  $f = k/T$ 이며,  $x_k(T)$ 는  $x(t, T)$ 의 후리에 계수,  $\langle \rangle$ 는 앙상블 평균을 의미한다.

이제  $y_j(t)$ 를 후리에 계수로 전개하면

$$y_j(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} Y_{kj}(T) \exp(2\pi ikt/T) \tag{7}$$

이고

$$Y_{kj}(T) = 1/T \int_{-T/2}^{T/2} y_j(t) \exp(-2\pi ikt/T) dt \tag{8}$$

이다. 따라서

$$X(t, T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N \sum_{k=-\infty}^{\infty} Y_{kj}(T) \exp(2\pi ik(t-t_{j,n})/T) \tag{9}$$

여기에서 IPI의 분포함수만을 생각하고  $j$  번째 MU의  $n$  번째 펄스를 임펄스라고 가정하면  $y_j(t-t_{j,n})$ 는 임펄스함수  $\delta_j(t-t_{j,n})$ 으로 바꿀 수 있다. 따라서

$$X_k(T) = \sum_{j=1}^J \sum_{n=0}^N \exp(-2\pi ikt_{j,n}/T) \tag{10}$$

$$G(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} T \langle \sum_{j=1}^J \sum_{l=1}^J \sum_{m=0}^N \sum_{n=0}^N \exp(-2\pi ikt_{j,m}/T) \rangle \tag{11}$$

여기서  $j=1$ 인 부분과  $j \neq 1$ 인 부분으로 나누고  $j=1$ 인 부분을  $G_1(f)$ ,  $j \neq 1$ 인 부분을  $G_2(f)$ 라 하면

$$\begin{aligned} G_1(f) &= \lim_{T \rightarrow \infty} \langle 1/T \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^N \exp(2\pi if(t_{j,m}-t_{j,n})) \rangle \\ &= \lim_{T \rightarrow \infty} \langle N/T + \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \exp(2\pi if(t_{j,m}-t_{j,n})) + \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \exp(-2\pi if(t_{j,m}-t_{j,n})) \rangle \end{aligned} \tag{12}$$

식(12)은  $G_1(f)$ 를  $m=n$ ,  $m < n$ ,  $m > n$ 인 영역으로 나누는 것이다.

또한

$$\begin{aligned} \exp(2\pi if(t_{j,m}-t_{j,n})) &= \prod_{p=1}^{m-n} \exp(2\pi if(t_{j,p}-t_{j,p-1})) \\ &= \prod_{p=1}^{m-n} \exp(2\pi if z_{j,p}) \end{aligned} \tag{13}$$

이므로 이것을 식(12)에 대입하면

$$\begin{aligned} G_1(f) &= \lim_{T \rightarrow \infty} \langle N/T + \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \prod_{p=1}^{m-n} \exp(2\pi if z_{j,p}) + \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \prod_{p=1}^{m-n} \exp(-2\pi if z_{j,p}) \rangle \end{aligned} \tag{14}$$

윗식에서는  $N$ 이 확률변수였지만  $T \rightarrow \infty$ 이면  $N = T/\Delta$ 로 고정되며  $N \rightarrow \infty$ 가 되므로  $z_{j,p}$ 가 새로운 확률변수가 된다.

따라서

$$\begin{aligned} G_1(f) &= 1/\Delta + \lim_{N \rightarrow \infty} 1/N \Delta \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \prod_{p=1}^{m-n} \langle \exp(2\pi if z_{j,p}) \rangle + \lim_{N \rightarrow \infty} 1/N \Delta \\ &\quad \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=n+1}^N \prod_{p=1}^{m-n} \langle \exp(-2\pi if z_{j,p}) \rangle \end{aligned} \tag{15}$$

여기서  $P_j(f)$ 를  $P_j(z)$ 의 Fourier 변환이라 하면

$$\begin{aligned} \langle \exp(+2\pi if z_{j,p}) \rangle &= \int_0^{\infty} \exp(+2\pi ifz)^* P_j(z) dz \\ &= P_j(f) \end{aligned} \tag{16}$$

이므로

$$\begin{aligned} G_1(f) &= 1/\Delta \{ 1 + P_j(f)/(1-P_j(f)) + P_j^*(f)/(1-P_j^*(f)) \} \\ &= 1/\Delta (1 - |P_j(f)|^2) / |1-P_j(f)|^2 \end{aligned} \tag{17}$$

이 된다.

이제  $j \neq 1$ 인 경우를 고려하여  $T \rightarrow \infty$ 이면 위와 같은 방법으로 전개하면

$$G_2(f) \rightarrow 0$$

이 된다.

따라서 전체 운동단위에 대한 저주파 스펙트럼은 확률밀도함수  $P(f)$ 에 의하여 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$G(f) = 1/\Delta (1 - |P_j(f)|^2) / |1-P_j(f)|^2 \tag{18}$$

3. 각 확률밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼의 산출

앞절에서 제시한 저주파 스펙트럼에 IPI의 확률밀도함수를 변화시켜 가면서 저주파 스펙트럼을 구하면 다음과 같다.

1) Gaussian 분포함수인 경우

Gaussian 확률밀도함수는 아래의 식과 같이 주어진다.

$$P(x) = 1 / \sqrt{2\pi} \sigma \exp(-1/2((x-\Delta)/\sigma)^2) \quad (19)$$

여기서  $\Delta$ 는 평균시간을 의미한다. 이것의 후리에 변환은

$$P(f) = \exp(-2\pi i f \Delta) * \exp(-2\pi^2 f^2 \sigma^2) \quad (20)$$

이다. 이것을 식(13)에 대입하면

$$G(f) = 1/\Delta \{ (\sinh(2\pi^2 f^2 \sigma^2) / (\cosh(2\pi^2 f^2 \sigma^2) - \cos(2\pi f \Delta)) \} \quad (21)$$

이 된다.

2) Gamma 분포함수인 경우

Gamma 확률밀도함수는 아래식으로 주어진다.

$$P(x) = 1/(\beta\gamma(k)) [(x-\alpha)/\beta]^{k-1} \exp(-(x-\alpha)/\beta) \quad (22)$$

여기서  $\beta$ 는 scale요소,  $k$ 는 Shape요소,  $\gamma(n)$ 은 Gamma 함수  $\alpha$ 는 최소시간,  $\Delta = k * \beta + \alpha$ ,  $\sigma = \beta \sqrt{k}$ 이다.

이것의 후리에 변환식은

$$P(f) = (1 + 2\pi i f \beta)^{-k} \exp(-2\pi i f \alpha) \quad (23)$$

이제  $P(f) = X + jY$ 라 하면

$$G(f) = 1/\Delta \{ (1 - X^{**2} - Y^{**2}) / (1 - X^{**2} - X + Y^{**2}) \} \quad (24)$$

이 된다.

3) Erlang 분포인 경우

Erlang 확률밀도함수는 아래와 같이 주어진다.

$$P(x) = (\alpha^n x^{n-1} + \exp(-\alpha x)) / (n-1)! \quad (25)$$

여기서  $\Delta = n\alpha - 1$ 이고,  $\sigma^2 = n\alpha^2$ 이다.

이것의 후리에 변환은

$$P(f) = (2\pi i f + \alpha)^{-n} \quad (26)$$

이고 저주파 스펙트럼  $G(f)$ 는

$$G(f) = 1/\Delta \{ 1 - 2\text{Re}\{P(f)/(1-P(f))\} \} \quad (27)$$

이다.

III. 실험장치의 구성 및 실험방법

EMG 신호처리를 위한 실험장치는 표면전극, EMG 증폭기, 능동여파기, 적분기, A/D 변환기와 IBM-PC로 구성하였으며 전체의 시스템을 블록선도로 표

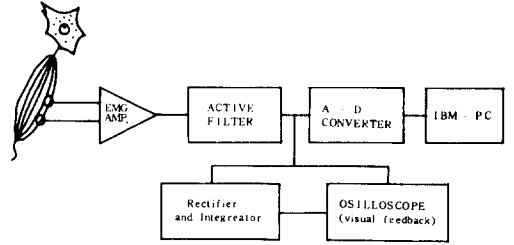


그림 2. EMG 신호처리 system  
Fig. 2. EMG signal processing system.

시하면 그림 2와 같다.

표면전극은 Ag-AgCl (직경 10mm : MEDELEC RE. K 53065) 전극을 사용하였고 증폭기의 이득은 60db, CMRR 100db 이상, 입력임피던스 22M $\Omega$  잡음 레벨 10 $\mu$ V 이하의 조건을 만족하도록 설계하였으며 근신호 증폭기와 전극으로 연결되는 선은 완전히 차폐시켜 외부의 간섭을 없이 하였다.

능동필터의 대역폭은 교근의 대역폭을 고려하여 2.5~1000Hz(-3dB)로 설계하였다.<sup>1)</sup> 근신호의 샘플링은 2048Hz로 하였다.

본 논문에서는 특히 피 실험자가 일정한 레벨의 힘의 크기를 유지하기 위하여 힘의 크기 측정을 위한 전과정류회로와 차단주파수 1Hz의 적분기로 구성된 힘의 크기 측정기를 설계하였다.

실험의 진행은 표면전극을 25~27세의 남자 4인으로 구성된 피실험자들의 교근 및 이두박근에 부착하고 전과정류회로와 적분기를 사용하여 최대수축력(MVC)을 측정한 후 이 MVC의 10%, 20%, 30%, 40%, 50%의 힘을 각각 측정하여 A/D 변환하여 디스켓에 저장하였다.

IV. 결과 및 고찰

1. 컴퓨터 시뮬레이션결과 및 고찰

1) Gaussian 분포함수인 경우

Gaussian 분포의 컴퓨터시뮬레이션에 의한 식(21)의 저주파 스펙트럼은 그림 3과 같다. 그림3(a)는  $z_p$ 의 평균값( $\Delta$ )의 변화에 따른 각 스펙트럼의 형태를 보여준 것이다.  $f_p = 1/\Delta$ 이므로 기본주파수  $f_p$ 가 결정되고 이것의 고조파가 발생하는 것을 알 수 있다.

그림 3(b)는  $\Delta$ 를 71.43ms로 고정시키고( $f_p = 14$  Hz), 표준편차( $\sigma$ )를 변화시키면서 각 주파수 성분을 알아본 그림이다.

여기서  $\sigma$ 의 크기가 수렴의 속도를 나타낼 수 있다. 즉  $\sigma$ 가 크면 실제 신호상에서  $z_p$ 의 값이 크

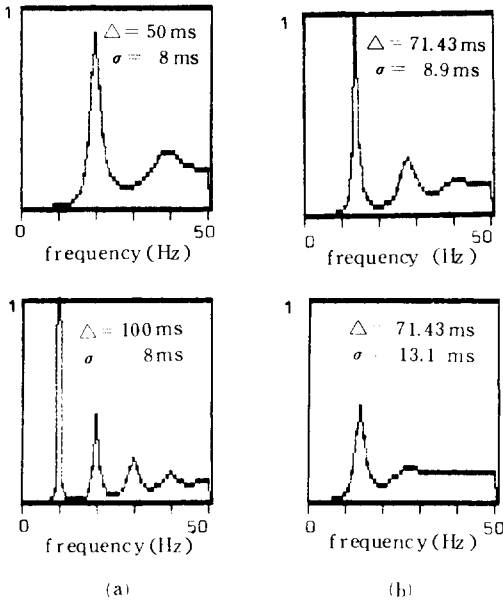


그림 3. Gaussian 확률밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼  
 (a)  $\Delta$ 가 변할 때 (b)  $\sigma$ 가 변할 때  
**Fig. 3.** Low frequency power spectrum to gaussian PDF.  
 (a)  $\Delta$  is variable. (b)  $\sigma$  is variable.

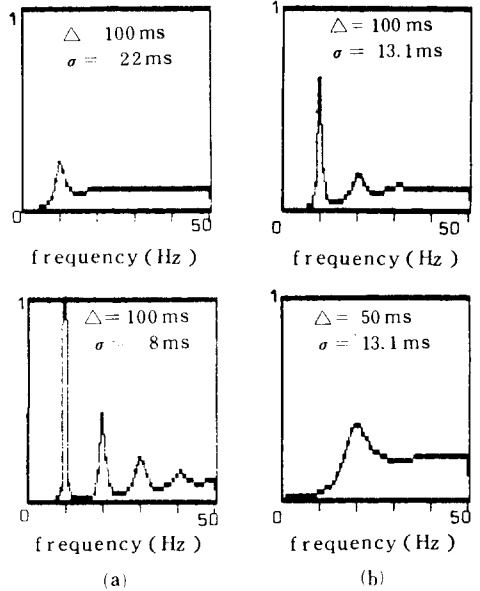


그림 4. Gamma 확률밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼  
 (a)  $\sigma$ 가 변할 때 (b)  $\Delta$ 가 변할 때  
**Fig. 4.** Low frequency power spectrum to Gamma PDF  
 (a)  $\sigma$  is variable. (b)  $\Delta$  is variable.

게 변화함으로 주파수 특성이 저주파로 전이되고 스펙트럼이 가해진 힘에 즉시 수렴하기 때문이다.

2) Gamma 분포인 경우

Gamma 분포의 저주파 스펙트럼은  $k$ 와  $\sigma$ , 그리고  $\Delta$ 가 스펙트럼에 영향을 미치는 요소가 되지만 시뮬레이션 결과  $k$ 값의 변화에는 영향을 받지 않았고  $k=10$  이상이면 스펙트럼의 형태가 동일하여  $k=20$ 으로 고정시켰다.

위의 그림 4(a)는  $\sigma$ 의 변화에 따른 주파수 스펙트럼이고, (b)는  $\Delta$ 값에 따른 주파수 스펙트럼을 나타낸 것이다. Gaussian과 Gamma의 결과를 비교하여 볼 때  $\Delta$ 에 의하여 기본주파수가 결정되고 이것에 의한 고조파가 발생하지만, Gaussian은  $n f_p$ 의 고조파를 발생하고, Gamma는  $n(1+\delta) f_p$  (단,  $0 < \delta < 1/n$ )의 고조파를 발생시키며 Gaussian 보다는 수렴의 속도가 감소함을 알 수 있었다.

3) Erlang 분포인 경우

그림 5는 Erlang 분포함수의 평균과 표준편차의 변화에 따른 주파수 스펙트럼을 컴퓨터시뮬레이션으로 얻은 것으로 저주파의 기본주파수를 얻을 수 없고, 평균과 표준편차에 의하여 고주파의 필터링 효과를 나타냄을 알 수 있었다. 다음 표 1은 시뮬레이션 결과

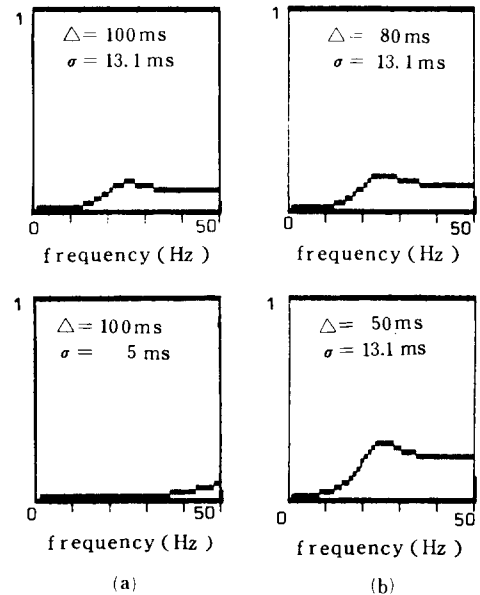


그림 5. Erlang 확률밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼  
 (a)  $\sigma$ 가 변할 때 (b)  $\Delta$ 가 변할 때  
**Fig. 5.** Low frequency power spectrum to erlang PDF.  
 (a)  $\sigma$  is variable. (b)  $\Delta$  is variable.

표 1. 컴퓨터 시뮬레이션결과

Table 1. The results of computer simulation.

분포함수	$\Delta$	$\sigma$	(단위Hz)		
			기본 주파수	제 1 고조파	제 2 고조파
Gaussian	50ms	8 ms	20	40	*
	71.43ms	8.9ms	14	28	42
	100ms	8 ms	10	20	30
	71.43ms	13.1ms	14	29	*
Gamma	100ms	22ms	10	*	*
	100ms	13.1ms	10	21	*
	100ms	8 ms	10	23	39
	50 ms	13.1ms	20	*	*
Erlang	100ms	13.1ms	25	*	*
	100ms	5 ms	*	*	*
	80 ms	13.1ms	25	*	*
	50 ms	13.1ms	25	*	*

각 분포함수의  $\Delta$ 의 변화에 따른 기본주파수와 고조파를 나타내고 있다.

2. 실험결과 및 고찰

1) 교근의 경우

교근으로부터 힘의 크기를 변화시켜 가면서 도출된 근전도의 스펙트럼을 구한 결과를 그림 6에 나타내었다. 교근의 경우 실험결과 10%의 MVC일때 10 Hz의 기본주파수를 보였다.

또한 기본주파수로 부터 얻은  $\Delta$ 값을 각 분포함수의 변수값으로 대입하여 스펙트럼을 구한 것과 실험결과를 비교하여 보면 Gamma 분포함수의 저주파 스펙트럼과 일치함을 알 수 있었다. 즉 이는 저주파 부분에서 고조파발생 주파수의 양상을 비교 검토할 때 그림 4와 표 1에서 볼 수 있듯이 Gamma 분포함수의 경우  $\Delta=100ms$ 이고  $\sigma=8ms$ 일 때의 저주파 스펙트럼과 일치하였다.

그리고 본 연구에서는 저주파 해석이기 때문에 운동단위화동전위의 형태(shape)는 고려할 필요가 없으므로 그림 4에서와 같은 저주파 스펙트럼의 증가양상은 나타나지 않는다.

그림 6에서 10% MVC인 경우를 보면 기본주파수가 10Hz이고 20%일 때 11Hz, 40%일 경우는 32Hz였다. 기본주파수와 힘의 크기와와 관계를 고찰하여 보면 힘의 크기가 증가함에 따라 고주파로 천이하는 결과를 나타내었는데 이는 힘의 크기가 증가함에 따라 운동단위의 발화수가 증가됨을 의미한다. 또한

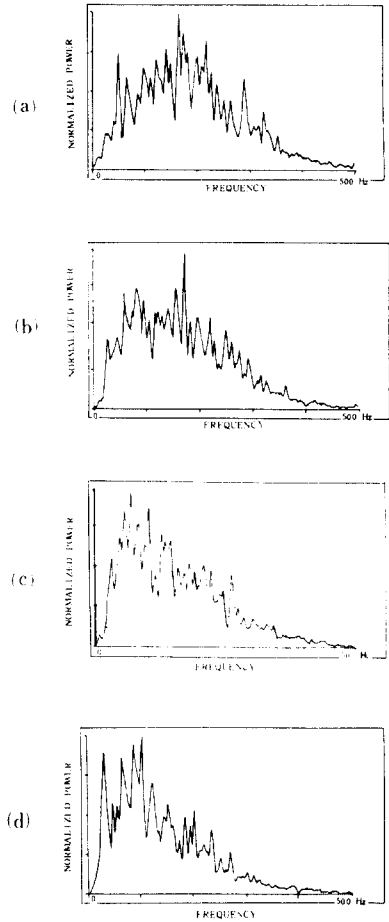


그림 6. 교근의 저주파 스펙트럼

- (a) 10% MVC      (b) 20% MVC
- (c) 30% MVC      (d) 40% MVC

Fig. 6. Low frequency power spectrum on masseter muscle at.

- (a) 10% MVC.
- (b) 20% MVC.
- (c) 30% MVC.
- (d) 40% MVC.

고조파에 대하여 고찰하여 보면 일반적으로  $nf_p$ 의 고조파를 발생하는데 Gamma 분포는  $n(1+\delta)f_p$ (단,  $0 < \delta < 1/n$ )로 표시되었고 교근의 주파수 스펙트럼도 관찰한 결과 이와 동일한 형태를 취하였는데 이것은 교근의 IPI 분포함수가 Gamma 분포를 따름을 보여주고 있다.

2) 이두박근의 경우

그림 7은 이두박근으로부터 힘의 크기를 변화시켜 가면서 검출된 근신호의 스펙트럼을 나타내고 있다. 이두박근의 경우는 10% MVC일때 기본주파수가 14Hz였고 제 1 고조파는 28Hz 제 2 고조파는 42Hz였

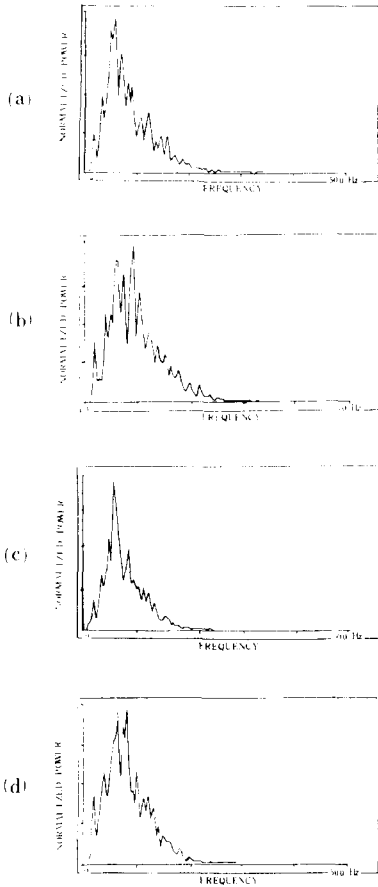


그림 7. 이두박근의 저주파 스펙트럼  
 (a) 10% MVC (b) 20% MVC  
 (c) 30% MVC (d) 40% MVC

Fig. 7. Low frequency power spectrum on biceps muscle at.  
 (a) 10% MVC. (b) 20% MVC.  
 (c) 30% MVC. (d) 40% MVC.

다. 이 값으로 Gamma 밀도함수와 Gaussian 밀도함수 및 Erlang 밀도함수에 대한 저주파 스펙트럼을 구한 것과 실험결과와를 비교하여 보면 이두박근의 IPI의 분포함수가 그림 3의  $\Delta=71.43ms$  이고  $\delta=8.9ms$  일 때의 Gaussian 분포함수로 표현됨을 알 수 있었다.

또한 힘의 크기에 따른 주파수 스펙트럼을 고찰하면 20%의 MVC일 때 기본 주파수는 16Hz이고 40% 일때 18Hz로써 힘의 크기가 증가함에 따라 교근과 마찬가지로 고주파부분으로 천이하는 결과를 보였다.

이두박근의 경우는 힘의 크기가 MVC의 40% 이상

표 2. 교근과 이두박근의 기본주파수와 고조파  
 Table 2. Fundamental and harmonic frequency of masseter and biceps muscle.

(단위: Hz)

근육	힘의 세기	기본 주파수	제 1 고조파	제 2 고조파
교근	10% MVC	10	24	39
	20% MVC	11	26	44
	30% MVC	32	48	57
	40% MVC	32	48	59
	50% MVC	32	49	58
이두박근	10% MVC	14	28	42
	20% MVC	16	29	44
	30% MVC	18	35	47
	40% MVC	18	37	55
	50% MVC	18	40	57

의 힘의 크기를 주면 모든 운동 단위가 발화하므로 저주파의 특성을 찾아 볼 수 없었다.

본 실험의 결과를 각각의 근육에 대하여 힘의 크기와 고조파 그리고 기본주파수와의 관계를 정리하면 표 2와 같다.

### V. 결 론

본 논문에서는 근전도 신호에 대한 저주파 해석의 새로운 안고리움을 제안하였으며 실제로 교근과 이두박근을 대상으로 실험하여 각 근육의 발화상태를 가장 잘 나타내는 분포함수를 제시하였다. 이는 MU AP의 형태보다는 발화패턴의 양상을 중요한 파라미터로 하는 해석방법론을 도입함으로써 근전도의 임상진단에 효과적으로 사용할 수 있다.

결과적으로 교근의 IPI 분포함수가 Gamma 분포이고 10% MVC일 때 10Hz의 기본주파수와  $n(1+\delta)f_p$  ( $0 < \delta < 1/n$ )의 고조파를 가지며 이두박근은 IPI의 분포함수가 Gaussian 분포함수이며 10% MVC일 때 14Hz의 기본주파수와  $nf_p$ 의 고조파특성을 나타냈다.

본 연구의 결과는 정상인의 실험결과로써 근육질환자의 임상진단에 활용이 기대된다.

### 参 考 文 献

[1] K. C. McGill, K. L. Cummins, "Automatic decomposition of the clinical electromyogram", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 7, pp. 470-477, 1985.

- [2] C. J. De Luca, "Physiology and mathematics of myoelectric signals" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, no.6, pp.313-325, 1979.
- [3] 한현배, 노승용, 김성환, "마이크로프로세서에 의한 교근의 휴지기 측정장치의 설계" 대한 전자공학회지, 제22권, 제2호, pp.55-59, 1985.
- [4] G. F. Inbar, "On the EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, no.9, pp.597-604, 1984.
- [5] H. Peter Clamann, "Statistical analysis of motor unit firing patterns in a human skeletal muscle", *Biophysical Jour.*, vol.9, pp.1233-1251, 1969.
- [6] Lars Lindstrom and I. Pertersen, "Power-spectrum analysis of EMG signals and its applications," *Computer-Aided Electromyography*, vol. CAD-10, pp.1-51, 1983.
- [7] Lars Lindstrom, "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals", *Electromyography*, vol. no.4, pp.341-356, 1970.
- [8] D. Colin Boyd, Peter D. Lawrence, "On modeling the single motor unit action potential", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, no.3, pp.236-243, 1978.
- [9] A. V. Boxtel and R. B. Schomaker, "Motor unit firing rate during static contraction indicated by the surface EMG power spectrum", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, no.9, pp.601-608, 1983.
- [10] P. Lago and N. B. Jones, "Effect of motor unit firing time statistics on e.m.g.spectra", *Med. Biol. & Comput.*, vol.15, no.9, pp.648-655, 1977.
- [11] Brody, G. Scott, and R. N. Balasubramanian, "A model for myoelectric signal generation.", *Med. & Biol. Eng.* 12, pp.29-41, 1974.